

**19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENTAMT**

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 41 08 289 A 1**

(51) Int. Cl.⁵:
H 04 N 5/321
H 04 N 5/262
A 61 B 6/00

DE 41 08 289 A 1

21 Aktenzeichen: P 41 08 289.3
22 Anmeldetag: 14. 3. 91
43 Offenlegungstag: 19. 9. 91

③① Unionspriorität: ③② ③③ ③①
16.03.90 JP 2-64315

⑦1 Anmelder:
Hitachi Medical Corp., Tokio/Tokyo, JP

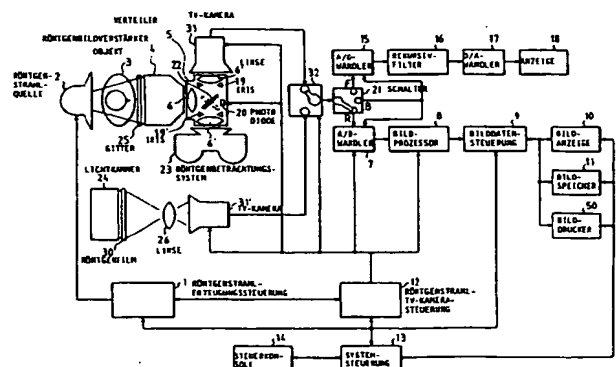
74) Vertreter:
 Strehl, P., Dipl.-Ing. Dipl.-Wirtsch.-Ing.;
 Schübel-Hopf, U., Dipl.-Chem. Dr.rer.nat.; Groening,
 H., Dipl.-Ing., Pat.-Anwälte, 8000 München

(72) Erfinder:
Onodera, Yoichi, Hachioji, Tokio/Tokyo, JP;
Yokouchi, Hisatake, Tokio/Tokyo, JP; Takahashi,
Akiho, Funabashi, Chiba, JP; Koike, Koichi, Kashiwa,
Chiba, JP

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4) Digitales Echtzeit-Radiographiesystem

57) Ein digitales Echtzeit-Radiographiesystem arbeitet so, daß ein Röntgenbild in Echtzeit eingegeben werden kann und das Bild für klinische Diagnose verarbeitet werden kann. Das System erlaubt zusätzliche Eingaben, z. B. solche klinischer Informationsmaterialien, die ebenfalls digitaler Bildwandlung unterzogen werden. Das System ist so ausgebildet, daß mehrere TV-Kameras (31-31'') zwischen die TV-Kamera (31), die das Ausgangsbild eines Röntgenbildverstärkers (4) aufnimmt und einen A/D-Wandler (15, 7) geschaltet werden, der Digitalwandlung für das zu erzeugende Bild vornimmt, wobei einer der Kameraausgänge wahlweise über eine Schalteinrichtung (21, 32) mit dem A/D-Wandler (15, 7) so verbunden wird, daß das Ausgangsbild vom Röntgenbildverstärker (4) und andere Ausgangsbilder, wie sie von den gesonderten TV-Kameras (31-31'') erzeugt werden, dem A/D-Wandler (15, 7) über die Schalteinrichtung (21, 32) zugeführt werden, um ein digitales Ausgangssignal zu erzeugen.



DE 41 08 289 A1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein digitales Echtzeit-Radiographiesystem, wie es auf Anwendungsgebieten verwendet wird, bei denen eine Fernseh(TV)-Kamera als Bildeingabeeinrichtung genutzt wird, insbesondere wie es auf Anwendungsgebieten verwendet wird, bei denen ein Röntgenstrahlbild in Echtzeit eingegeben und zu klinischen Diagnosezwecken verarbeitet wird.

Auf dem Gebiet der Diagnose aufgrund von Röntgenbildern, wo herkömmlicherweise ein Röntgenfilm benutzt wird, wächst in jüngster Zeit die Erwartung in bezug auf digitale Echtzeit-Radiographiesysteme, die das Stellen einer Diagnose parallel zur Bildaufnahme ermöglichen, so daß ein Behandlungsplan sofort aufgestellt werden kann. Das digitale Echtzeit-Radiographiesystem besteht aus einem Röntgenstrahl-TV-Kamerasystem mit einem Röntgenstrahl-Bildverstärker, Koppeloptiken und einer TV-Kamera, einem Bildprozessor, der das beim Durchdringen von Röntgenstrahlen durch den menschlichen Körper, in digitale Daten mit einem A/D-Wandler umgewandelte Bild verarbeitet, einer Anzeigeeinheit und einer Speichereinheit. Das System ist dazu in der Lage, das Bild in Echtzeit zu verarbeiten, darzustellen und zu speichern.

In der Vergangenheit war es in gewissem Umfang möglich, die Röntgenstrahlbildinformation quantitativ durch Digitalwandlung auszudrücken, was für quantitative Diagnose genutzt wurde. Die Digitalwandlung des Bildes ermöglichte die Verringerung des Bildspeicherplatzes und eine Vereinfachung von Sucharbeiten durch elektronische Dateisuche nach Bildern. Weiterhin erlaubte es den Austausch von Bildern mit externen Systemen über Netzwerke wie das Bildarchiv-Nachrichtensystem PACS (Picture Archiving Communication System).

Ein digitales Echtzeit-Radiographiesystem mit verschiedenen Vorteilen, wie oben erwähnt, wurde von Herz- und Gefäßkliniken in der Praxis eingeführt, z. B. ein System wie in JP-A-55-58 682 beschrieben; es wird nun in großem Umfang in Kliniken verwendet. Derartige herkömmliche Systeme weisen jedoch einen Nachteil bezüglich der Auflösung des ausgegebenen Bildes auf, so daß sie bis jetzt nur eine Hilfsrolle bei der Diagnose spielen, die auf Grundlage von Röntgenstrahlbildern erfolgt, die auf einem Film aufgezeichnet sind.

Vor kurzem wurde ein digitales Hochpräzisions-Echtzeit-Radiographiesystem entwickelt, das in JP-A-01-2 77 065 beschrieben ist und gegenüber dem herkömmlichen System verbesserte Auflösung aufweist. Dieses System kann nun Bilder des Herzens und der Verdauungsorgane selbst vom herkömmlichen Röntgenfilm mit einer Auflösung liefern, die derjenigen von Röntgenfilmen mit erhöhter Empfindlichkeit vergleichbar ist.

Digitale Echtzeit-Radiographiesysteme werden weiterhin so verbessert werden, daß sie höhere Auflösung aufweisen, und ihr Anwendungsbereich wird sich im Gebiet der Röntgendiagnose weiter ausbreiten.

Damit jedoch digitale Echtzeit-Radiographiesysteme weite Verbreitung finden können, muß das folgende, bisher noch ungelöste Problem überwunden werden.

Beim Übergang von der Diagnose auf Grundlage von Röntgenfilmen, was derzeit der Hauptweg der Röntgenbilddiagnose ist, besteht das Erfordernis, eine große Ansammlung klinischer Informationsmaterialien wie Röntgenfilme, Untersuchungsberichte, Karten und dergleichen zu lagern. Obwohl das Einführen eines digitalen Echtzeit-Radiographiesystems allmählich Röntgenfilme durch Digitalbilder ersetzen wird und die Handhabung vereinfachen wird, bleiben Stapel von Untersuchungsberichten, Karten und alten Röntgenfilmen in Gebrauch. Bei der gewöhnlichen Diagnose wird in vielen Fällen auf ein Röntgenbild, auf einen Untersuchungsbericht und eine Karte gleichzeitig zugegriffen, weswegen digitale Umwandlung von Röntgenbildern alleine nur wenig Vorteile bringt. Tatsächlich bringt ein digitales Echtzeit-Radiographiesystem seine vollen Vorteile erst dann, wenn die obengenannten klinischen Informationsmaterialien alle in digitale Daten umgewandelt werden und auf sie gleichzeitig und willkürlich zugegriffen wird. In diesem Fall kann das System leicht an ein Netzwerk wie PACS angeschlossen werden, und es erlaubt, daß Information über Datenendstellen übertragen werden kann, die an geeigneten Orten installiert sind.

Aufgrund der vorgenannten Hintergrundsituation erfordert ein digitales Echtzeit-Radiographiesystem neben der Funktion der direkten Einführung von Röntgenbildern und deren digitaler Umwandlung eine zusätzliche Funktion des Eingebens anderer klinischer Informationsmaterialien wie digitaler Bilder, um dadurch den vorstehend genannten Nachteil beim Stand der Technik zu überwinden und den Systemwert zu erhöhen.

Um das vorstehend genannte Problem zu lösen, beruht ein erfindungsgemäßes digitales Echtzeit-Radiographiesystem auf zwei Arten von Einrichtungen, wie folgt:

(1) Mehrere TV-Kameras können zwischen eine TV-Kamera 31, die das Ausgangsbild von einem Röntgenbildverstärker (4 in Fig. 1) abtastet, und A/D-Wandlern 7 und 15 geschaltet werden, die das Bild in ein digitales Signal wandeln, wobei eine der TV-Kameras durch Schalteinrichtungen 32 und 21 wahlweise mit einem der A/D-Wandler 7 oder 15 verbindbar ist, so daß das vom Röntgenbildverstärker 4 ausgegebene Bild und das von den getrennten T-Kameras 31 und 31' ausgegebene Bild 30 in einen der A/D-Wandler 15 oder 7 durch die Schalteinrichtungen 32 und 21 gegeben werden, und die Ausgangssignale der A/D-Wandler 7 und 15 im gemeinsamen System verarbeitet werden.

(2) Eine TV-Kamera besteht aus einem Bildaufnahmeteil (36—36'' in Fig. 3) mit einer Bildabtasteinrichtung, die ein Bild in ein elektrisches Signal wandelt, einem elektronischen Schaltungssystem (einschließlich einer TV-Kamera) zum Steuern und Treiben der Abtasteinrichtung und einem (nicht dargestellten) Vorverstärker zum Verstärken des Ausgangssignals von der Abtasteinrichtung, und einem Steuerteil (37 in Fig. 3) mit einem elektronischen Schaltungssystem, das den Bildaufnahmeteil generell steuert, einer elektronischen Schaltung, die das Ausgangssignal vom Bildaufnahmeteil formt und das geformte Ausgangssignal an ein äußeres Gerät liefert, und einem Spannungsversorgungs-Schaltungssystem für die gesamte TV-Kamera, wobei mehrere Bildaufnahmeteile zwischen den obengenannten Bildaufnahmeteil und den Steuerteil geschaltet werden, wobei einer der Bildaufnahmeteile wahlweise mit dem Steuerteil durch eine in Fig. 3 dargestellte Schalteinrichtung 32' verbunden ist, so daß das Ausgangsbild vom Röntgenbildverstärker und

andere Bilder (51—53 in Fig. 3), die durch getrennte Bildaufnahmeteile (36—36''' in Fig. 3) aufgenommen werden, durch die Schalteinrichtung 32' in den Steuerteil 37 gegeben werden, und wobei die Ausgangssignale vom Steuerteil im gemeinsamen System verarbeitet werden (Die Schalteinrichtung gemäß Punkt (1) zu den A/D-Wandlern ist in diesem Fall nicht erforderlich).

Die Erfindung wird im folgenden anhand von durch Figuren veranschaulichten Ausführungsbeispielen beschrieben.

Fig. 1 ist ein Blockdiagramm, das die grundsätzliche Anordnung eines erfindungsgemäßen digitalen Echtzeit-Radiographiesystems zeigt;

Fig. 2 ist ein Blockdiagramm, das ein erstes Ausführungsbeispiel für eine Verwendung des erfindungsgemäßen Systems zeigt;

Fig. 3 ist ein Blockdiagramm, das ein zweites Ausführungsbeispiel für eine Verwendung des erfindungsgemäßen Systems zeigt; und

Fig. 4 ist ein Diagramm zum Erläutern des ersten Ausführungsbeispiels beim Verwenden des erfindungsgemäßen Systems.

Wenn Bilder unterschiedlicher Arten und Qualitäten gehandhabt werden, wie beim obengenannten herkömmlichen System, ist es wirtschaftlich nicht von Vorteil, Radiographiesysteme mit individuellen digitalen Wandlungsfunktionen für die Bilder bereitzustellen. Eine TV-Kamera weist überragende Eigenschaften als Bildeingabeordnung trotz ihres relativ niedrigen Preises auf, und andererseits muß das digitale Echtzeit-Radiographiesystem nicht gleichzeitig Bilder von mehreren Bildaufnahmeteilen erhalten.

Aufgrund dieser Tatsachen ist das erfindungsgemäße digitale Echtzeit-Radiographiesystem so ausgestaltet, daß es mehrere TV-Kameras zusammen mit zusätzlichen Schalteinrichtungen, wie unter Punkt (1) im vorherigen Absatz aufgezählt, aufweist, so daß zu den Systemeigenschaften die Funktionen mehrerer Bildeingabegeräte gehören.

Eine TV-Kamera, wie sie bei einem digitalen Echtzeit-Radiographiesystem verwendet wird, besteht oft aus zwei Hauptabschnitten, nämlich einem Bildaufnahmeteil und einem Steuerteil, wie unter Punkt (2) in einem vorhergehenden Absatz genannt. Im allgemeinen wird der Bildaufnahmeteil im Röntgenraum installiert, in dem Röntgenstrahlen erzeugt werden, und der Steuerteil wird in einem Steuerraum angebracht, in dem eine Bedienungsperson verschiedene Geräte bedient. Der Bildaufnahmeteil und der Steuerteil der TV-Kamera sind miteinander über Verbinder und Kabel verbunden, und jeder dieser Teile ist mit TV-Kameras desselben Typs auswechselbar. Auf Grundlage dieser Vorrichtungskompatibilität wird eine Schalteinrichtung, wie oben unter Punkt (2) erwähnt, zwischen den Bildaufnahmeteilen und dem Steuerteil einer TV-Kamera angeordnet, so daß zu den Systemeigenschaften die Funktionen mehrerer Bildeingabevorrichtungen gehören.

Durch Anwenden der vorstehend genannten zwei Arten können die Systemkomponenten hinter den A/D-Wandlern, wie unter Punkt (1) genannt, oder hinter dem Steuerteil, wie unter Punkt (2) genannt, gemeinsam genutzt werden, wodurch die eingegebenen Bilddaten ein standardisiertes Format aufweisen können.

Darüber hinaus können klinische Informationsmaterialien unterschiedlicher Typen und Qualitäten ebenso wie Bilddaten behandelt werden, wodurch das Gesamtmanagement der Bilddaten zum Vereinigen und Editieren derselben ermöglicht ist, was deutlich zu erhöhtem Wirkungsgrad des Datenmanagements und der -suche führen wird. Darüber hinaus bearbeitet ein einziges Bildverarbeitungssystem die Ausgangssignale mehrerer TV-Kameras, wodurch der Gesamtsystemdurchsatz relativ zu den Systemkosten verbessert werden kann.

Zum Beispiel ist es im Betrieb möglich, einen Röntgenfilm, eine Diagnosekarte und verschiedene Untersuchungsberichte mit jeweils zugeordnetem Patientenidentifizierkode als Fernsehbilder an unterschiedlichen Speicherstellen einzugeben, und diese Informationen werden in derselben Weise digitalisiert, wie das Eingabebild vom digitalen Echtzeit-Radiographiesystem, wodurch Gesamtmanagement für diese Bilddaten ermöglicht ist. Demgemäß trägt das erfindungsgemäße digitale Echtzeit-Radiographiesystem deutlich zur Verringerung des Speicherraums für klinische Informationsmaterialien bei, was ein wachsendes Problem in großen Krankenhäusern darstellt. Es vereinfacht auch die Suche nach Röntgenbildern.

Es werden nun Ausführungsbeispiele der Erfindung im einzelnen erläutert.

Fig. 1 zeigt ein Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen digitalen Echtzeit-Radiographiesystems als Blockdiagramm. Von einer Röntgenröhre 2 erzeugte Röntgenstrahlen werden auf ein Objekt 3 gerichtet. Die Röntgendosis wird durch eine Röntgenerzeugungssteuerung 1 gesteuert. Ein Röntgenbildverstärker 4 erzeugt ein optisches Bild aus der in Röntgenstrahlen erhaltenen Information, die durch ein Gitter 25 hindurchgetreten sind, das Unschärfe des Bildes eliminiert, wie sie durch Dispersion von Röntgenstrahlen am Objekt 3 entsteht. Das optische Bild wird mit einer Kopplungsoptik 5 auf die Bildebene der TV-Kameras fokussiert. Die Kopplungsoptik 5 umfaßt ein erstes Linsensystem, das das vom Röntgenbildverstärker 4 ausgegebene optische Bild in einen parallelen Lichtstrahl wandelt, einen Spiegel 22, der den Weg des parallelen Lichtstrahls ablenkt, eine optische Iris 19, die die auf die TV-Kamera 31 fallende Lichtmenge einstellt, ein zweites Linsensystem 6', das den parallelen Lichtstrahl auf die TV-Kamera 31 lenkt, und eine Photodiode 20, die dazu verwendet wird, die Leuchtkraft am Ausgang des Linsensystems 6' zu messen. In der Kopplungsoptik 5 wird der Spiegel 22 dazu verwendet, um, z. B. durch Rotation desselben, den Weg des optischen Ausgangsbildes festzustellen, wie es vom Röntgenbildverstärker 4 ausgegeben wird.

Das optische Ausgangsbild vom Röntgenbildverstärker wird für Hochgeschwindigkeitsröntgenbilder unter Nutzung der hohen Empfindlichkeit des Röntgenbildverstärkers verwendet, wie auch für Röntgenfleckphotographie mit einer Kamera auf Grundlage von Röntgenstrahlen niederer Dosis, wie auch für Röntgenfilmaufnahmen unter Nutzung des digitalen Echtzeit-Radiographiesystems. Da diese photographischen Anwendungen voneinander unabhängige Vorrichtungen verwenden, wird das optische Bild durch Verdrehen des Spiegels 22 in der Kopplungsoptik 5 in der erfindungsgemäßen Vorrichtung auf diese Einrichtungen gelenkt, um zu vermeiden,

daß für jede derartige Anordnung eine Installation und Ausrichtung im Betrieb erfolgen muß, wie dies dann der Fall ist, wenn das Bild vom Röntgenbildverstärker auf einem feststehenden Ausgangspfad geleitet würde. Insbesondere wird der Spiegel jeweils um 45° um die optische Achse des optischen Ausgangsbildes vom Röntgenbildverstärker verschwenkt, wodurch dieses optische Ausgangsbild schrittweise zur TV-Kamera 31, einem Röntgenstrahlbetrachtungssystem 23 (in Fig. 1), einer Röntgenfleckkamera oder dergleichen an Um-
 5 fangspositionen geleitet wird, die entlang der optischen Achse des Bildes abgetastet werden.

Der Wählschalter 32 zwischen der TV-Kamera 31 und den A/D-Wandlern 15 und 7 dient dazu, eine der TV-Kameras auf einen Befehl von der Eingabesteuerung hin mit einem A/D-Wandler zu verbinden. Eine für den Betrieb anzuschließende TV-Kamera kann willkürlich mit Hilfe (eines nicht dargestellten) Schalters auf der Steuerkonsole 14 ausgewählt werden. Dementsprechend ist es durch Bereitstellen mehrerer TV-Kameras mit
 10 einem einzigen digitalen Echtzeit-Radiographiesystem möglich, digitale Bildwandlung optischer Bilder unterschiedlicher Qualität auszuführen, z. B. von Röntgenfilmen, Karten und Untersuchungsbericht, was durch einfaches Umschalten durch die Bedienperson erfolgt. Der Wählschalter 32 steht normalerweise auf einer Stellung zum Auswählen des optischen Ausgangsbildes vom Röntgenstrahlverstärker, das meistens innerhalb des Systems verwendet wird.

Die TV-Kamera 31 beinhaltet eine Bildaufnahmevorrichtung zum Umwandeln eines optischen Bildes in ein elektrisches Signal, und sie erzeugt aus dem Ausgangsbild des Röntgenbildverstärkers, wie es über die Kopp-
 15 lungsoptik erhalten wird, ein Videosignal. Die Bildaufnahmevorrichtung ist beim Ausführungsbeispiel eine Bildaufnahmeröhre. Die TV-Kamera 31 weist vier Abtastbetriebsarten auf, die sich voneinander in der Bildwechselzahl, der Anzahl von Abtastzeilen und der Abtastfunktion unterscheiden. Die erste Abtastbetriebsart beruht auf dem NTSC-System mit 30 Vollbildern pro Sekunde, 525 Abtastzeilen pro Vollbild und einem 2-zu-1-Verschachtelungsschema. Diese erste Abtastbetriebsart wird für Fluoreszenzkopie verwendet, bei der Röntgenstrahlen niederer Dosis kontinuierlich auf ein Objekt gestrahlt werden und das resultierende Bild in
 20 Echtzeit dargestellt wird. Der Wählschalter 21 für den Signalpfad befindet sich in einer Stellung F. Dementsprechend wird das von der TV-Kamera ausgegebene Signal dem A/D-Wandler 15 zugeführt, dessen digitales Ausgangssignal über ein Rekursivfilter 16 und einen A/D-Wandler 17 an eine Anzeigeeinheit 18 für Fluoreszenzbeobachtung geleitet wird. Das Rekursivfilter 16 dient dazu, eine geeignete Bilddauercharakteristik einzustellen, um zu verhindern, daß das Bild auf der Anzeigeeinheit 18 flackert. Der vorstehend genannte Systemaufbau kann dadurch vereinfacht werden, daß das Videosignal auf dem F-Kontakt des Schalters 21 direkt zur Anzeigeeinheit
 25 18 geleitet wird.

Die zweite, dritte und vierte Abtastbetriebsart dienen als Filmbetriebsarten, wie sie für Diagnosezwecke mit Hilfe von Bestrahlung mit Röntgenstrahlen höherer Dosen als im Fall der obengenannten Fluoreszenzbetriebsart verwendet werden. In jeder dieser Betriebsarten ist der Schalter 21 auf eine Stellung R geschaltet, und z. B. das Videosignal von der TV-Kamera 31 wird durch den A/D-Wandler 7 in ein digitales Signal gewandelt, das mit Hilfe des Bildprozessors 8 an eine Bilddatensteuerung 9 geliefert wird. Der Bildprozessor 8 führt eine τ -Korrektur für die Aufnahmebildröhre und eine logarithmische Datenkonversion auf Grundlage eines in einer Tabelle nachgeschlagenen Schemas aus. Die Bilddatensteuerung 9 steuert das Anzeigen oder Speichern des Bildsignals abhängig vom Befehl von der Systemsteuerung 13, so daß das Bild entweder auf der Bildanzeigeeinheit 10
 30 dargestellt, in einem Bildspeicher 11 abgespeichert oder auf einem Bilddrucker 50 ausgedruckt wird. Die Bilddaten können an mehrere Bildarstellungseinheiten 10 geliefert werden, die an unterschiedlichen Orten installiert sind.

Die Steuerkonsole 14 weist eine Ansammlung von Steuerschaltern auf, zu denen ein Schalter zum Auswählen der Fluoreszenz- oder der Filmaufnahmebetriebsart gehört, ein Schalter zum Auswählen der zweiten, dritten oder vierten Betriebsart in der Filmaufnahmebetriebsart, ein Schalter zum Spezifizieren des Zustandes einer
 35 Datenmodifikation, ein Schalter zum Speichern des Bildes im Bildspeicher 11, ein Schalter zum Ausdrucken des Bildes auf dem Bilddrucker 15 und ein Schalter zum Einstellen der Röntgendosis. Die Systemsteuerung 13 gibt in Übereinstimmung mit der Stellung dieser Schalter Befehle an alle Systembereiche aus.

Es wird nun ein besonderes Beispiel des Systembetriebs erläutert, wobei zunächst der Befehl, wie er von der Röntgenstrahlerzeugungssteuerung 1 ausgegeben wird, erklärt wird, wie auch die Steuerung des in die TV-Ka-
 40 mera fallenden Lichts. Wenn die Fluoreszenzbetriebsart durch den Schalter in der Steuerkonsole 14 gewählt ist, zeigt die Systemsteuerung 13 den Standardwert der Röntgendosis für die Fluoreszenzaufnahme an, d. h. ein μR (Mikro-Röntgen) für ein Bild (insbesondere wählt sie eine Röntgenröhrenspannung von 60–80 kV und einen Röntgenröhrenstrom von 1–4 nA) der Röntgenstrahlerzeugungssteuerung 1 an. In der Filmaufnahmebetriebsart können andererseits verschiedene Röntgendosis-mengen mit Hilfe des (nicht dargestellten) Schalters auf der Steuerkonsole 14 ausgewählt werden. Der Dosisbereich erstreckt sich z. B. vom 20- bis zum 1000fachen des
 45 Standardwertes für die Fluoreszenzbetriebsart. Die Systemsteuerung 13 zeigt der Röntgenstrahlerzeugungssteuerung 1 die ausgewählte Röntgendosismenge an, und gleichzeitig gibt sie der TV-Kamera-Steuerung 12 den zugehörigen Aperturbegrenzungswert für die optische Iris 19 an. Die Funktion der TV-Kamera-Steuerung 12 basiert auf einem Programm zum Einstellen der Aperturbegrenzung der optischen Iris 19 auf den Befehl hin. Die
 50 TV-Kamera-Steuerung 12 weist einen Referenzwertspeicher auf, der Referenzwerte für Korrekturdaten (einfallende Lichtmenge) aufweist, um die in die TV-Kamera einfallende Lichtmenge für jede festgelegte Röntgendosismenge konstant zu halten. Die TV-Kamera-Steuerung 12 weist weiterhin eine Rückkopplungssteuerung auf, die ein Röntgendosis-mengen-Steuersignal an die Röntgenstrahlerzeugungssteuerung 1 gibt, damit der Helligkeit, wie er von der Photodiode 20 gemessen wird, mit dem Bezugswert übereinstimmt, wie er aus dem
 55 Bezugswertspeicher ausgelesen wird. Dementsprechend weist die Röntgendosismenge den Referenzdosiswert auf, wie er an der Steuerkonsole 14 ausgewählt wird, und demgemäß ist die Einstellung so, daß die in die TV-Kamera einfallende Lichtmenge dem Referenzwert gleich ist, wie er der gewählten Dosismenge entspricht.

Für festgelegte Werte der Röntgendosismenge gilt 1000facher Unterschied zwischen dem Minimal- und dem

Maximalwert. Selbst mit der programmierten Steuerung für die optische Iris zur Einfallslichtmengeneinstellung besteht daher eine 50–100fache Differenz zwischen dem Maximal- und dem Minimalwert für die einfallende Lichtmenge, d. h. für die in die TV-Kamera einfallende Lichtmenge, die jeweils aktuell durch die Rückkopplungssteuerung für alle Dosismengen entsprechend eingestellt wird.

Mit Hilfe der folgenden Tabelle werden nun Details für jede Abtastbetriebsart und die Steuerung der TV-Kamera 31 erläutert. In der Tabelle bedeutet das Symbol " ", daß der Eintrag für das darüberliegende Feld entsprechend für dieses Feld gilt.

Tabelle 1

Betriebsart	Abtastung	Bildwechselrate	Abtastzeilen	Matrixgröße	Abtastfläche der Bildaufnahmeöhre
1(F*)	verschachtelt	30 Vollbilder/sec.	525 Zeilen	480 × 512	15 mm × 15 mm oder 30 mm × 30 mm
2	nicht verschachtelt	60	525	512 × 512	
3		15	1050	1024 × 1024	
4		3,75	2100	2048 × 2048	
5		1,87	4200	4096 × 4096	

*) (F): Fluoreszenzkopierbetriebsart.

Wie in Tabelle 1 dargestellt, verwendet die erste Betriebsart, die die Fluoreszenzbetriebsart zum Darstellen eines Fluoreszenzbildes auf der Anzeigeeinheit 18 ist, 525 Abtastzeilen pro Vollbild, 30 Vollbilder/sec und eine 2-zu-1-Vollbildverschachtelungs-Strahlabtastung oder Abtastung gemäß NTSC. Bei dieser Betriebsart sampelt der A/D-Wandler 7 480 auf 512 Pixel pro Vollbild.

Die zweite, dritte und vierte Betriebsart sind Filmaufnahmebetriebsarten mit nichtverschachtelter Strahlabtastung. Diese Betriebsarten verwenden 525, 1050 bzw. 2100 Abtastzeilen und 60 Rahmen/sec, 15 Rahmen/sec bzw. 3,75 Rahmen/sec für dieselbe effektive Abtastfläche der TV-Kamera. Die zweite Betriebsart dient für höhere zeitliche Auflösung mit 512 auf 512 Pixel. Die vierte Betriebsart dient für höhere räumliche Auflösung mit 2048 auf 2048 Pixel. Die dritte Betriebsart weist Eigenschaften auf, die zwischen denen der zweiten und der vierten Betriebsart liegen.

Der Durchmesser des SATICONs kann zwischen 1 und 5 Zoll gewählt werden, und es kann eine fünfte Betriebsart aufweisen, bei der ein 1-Zoll-SATICON durch ein 2-Zoll-SATICON ersetzt wird, um verbesserte räumliche Auflösung zu erzielen. In diesem Fall wird die Abtastfläche zwischen 30 auf 30 mm und 32 auf 32 mm eingestellt, wobei ein umschriebener Kreis innerhalb der Fläche (mit einem Durchmesser von 30–32 mm) die effektive Abtastfläche ist. Die fünfte Betriebsart weist 4200 Abtastzeilen, 1,87 Vollbilder/sec und 4096 auf 4096 Pixel bei einer nichtverschachtelten Strahlabtastung auf. Das vorstehend genannte SATICON (Warenzeichen der Firma NHK) ist ein CCD mit einem Nichtinjektions-Photoleiter, der der PIN-Photodiode ähnelt, und das überragende Gleichlaufeigenschaften und Dunkelstromeigenschaften aufweist, die zu einem hohen Signal/Rausch-Verhältnis beitragen. Darüber hinaus ist der SATICON-Photoleiter in Atmosphäre stabil und eignet sich für verschiedene Aufnahmevorrichtungen einschließlich derjenigen der vorliegenden Erfindung.

Fig. 2 zeigt ein besonderes Ausführungsbeispiel für eine Verwendung des Wählschalters 32 mit mehreren TV-Kameras. Bei diesem Ausführungsbeispiel werden vier TV-Kameras verwendet, die in voneinander getrennten Räumen angeordnet sind, nämlich einem Röntgenraum 41, einem Röntgenbildlager- und Diagnoseraum 42, einem Konsultationsraum 43 und einem Untersuchungsraum 44.

Fig. 3 zeigt ein anderes Ausführungsbeispiel, bei dem ein Wählschalter 32' zwischen mehreren TV-Kameras und der Steuerung angeordnet ist. In diesem Fall wird der in Fig. 2 dargestellte Wählschalter 32 nicht benötigt. Vier TV-Kameras sind in voneinander getrennten Räumen angeordnet, nämlich einem Röntgenraum 41, einem Röntgenbildlager- und Diagnoseraum 42, einem Konsultationsraum 43 und einem Untersuchungsraum 44, wie beim Ausführungsbeispiel von Fig. 2.

Die Betriebsweisen dieser Ausführungsbeispiele der Fig. 2 und 3 sind im wesentlichen dieselben, weswegen im folgenden Erklärungen nur für das in Fig. 2 dargestellte Ausführungsbeispiel gegeben werden. Im Röntgenraum 41 bilden die TV-Kamera 31, der Röntgenbildverstärker 4 und die Kopplungsoptik 5 ein Röntgen-TV-Kamerasystem, wobei die TV-Kamera 31 für Fluoreszenzbetrachtungen und Bildaufnahmen von Röntgenbildern verwendet wird, also für die eigentlichen Funktionen eines digitalen Echtzeit-Radiographiesystems, wie oben beschrieben. Es ist zu beachten, daß der Systemabschnitt 31, wie er durch die strichpunktierte Linie in Fig. 3 umschlossen wird, der TV-Kamera 31 in Fig. 2 entspricht.

Die im Röntgenbildlager- und Diagnoseraum 42 installierte TV-Kamera 31' wird für digitale Bildwandlung von Filmaufzeichnungen von Röntgenbildern verwendet, wie sie bis jetzt überwiegend bei der Röntgenbilddiagnose verwendet werden. Gegenwärtig werden täglich viele Röntgenbilder aufgenommen, und nicht ausreichender Filmspeicherraum und die Mühseligkeit bei der Suche nach Filmen gehören zu wachsenden Problemen insbesondere in großen Krankenhäusern. Um diesem Problem zu begegnen, werden Röntgenbilder mit Hilfe der vorstehend genannten TV-Kamera in digitale Daten umgewandelt und in kapazitätsstarken Informationsspei-

chermedien wie optischen Platten abgespeichert, so daß auf ein gewünschtes Röntgenbild immer unmittelbar zugegriffen werden kann, wenn dies erforderlich ist. Gleichzeitig kann der Bildspeicherraum verringert und die Sucharbeit vereinfacht werden. Darüber hinaus wird es durch digitale Bildwandlung möglich, Bilder einfach mit einem Computer zu handhaben, und die Genauigkeit von Diagnosen kann durch unterschiedliche Bildverarbeitungen auf Grundlage von PACS verbessert werden.

Für den digitalen Bildwandlungsprozeß ist es erforderlich, die enorme Informationsmenge zu erhalten, die ein Röntgenfilm mit sehr hoher Auflösung zeigt. Dies bedeutet, daß die für diese Verarbeitung verwendete TV-Kamera eine hohe Auflösung aufweisen muß, die derjenigen des Röntgenfilms vergleichbar ist. Insbesondere benötigen Röntgenbilder für die Diagnose des Herzens und anderer Gefäßorgane 1024 auf 1024 Pixel oder mehr, Bilder für die Diagnose des Magens oder anderer Nahrungskanäle 2048 auf 2048 Pixel oder mehr und Bilder für eine Diagnose der Lunge oder anderer Brustorgane 4096 auf 4096 Pixel oder mehr. Zu diesem Zweck wird digitale Bildwandlung für Filmaufzeichnungen von Röntgenbildern mit der dritten, vierten oder fünften Betriebsart ausgeführt, die hochauflösend ist. Der Identifikationskode eines Patienten wird gleichzeitig mit dem Digitalisierungsprozeß für das Röntgenbild eingegeben.

Die im Krankenhausraum 43 installierte TV-Kamera 31'' dient für digitale Umwandlung der vom Arzt beschriebenen Diagnosekarte. Gegenwärtig schreiben Ärzte in einem Krankenhausraum den Inhalt der Diagnose eines Patienten von Hand auf dessen Karte. Jeder Patient benötigt mindestens eine Karte, was bei großen Krankenhäusern zu einem Problem der Lagerung der Karten für die große Anzahl von Patienten führt. Wenn der Inhalt der Karten in digitale Daten umgewandelt wird, kann er in einem Masseninformations-Speichermedium, wie einer optischen Platte, gespeichert werden, wie der für die Röntgenfilme, und der Speicherraum kann beträchtlich verringert werden. Eine Karte ist eine Art vertrauliches Material, auf das nur durch Ärzte zugegriffen werden darf. Eine elektronische Karte kann leicht mit einem Sperrschutz auf Softwarebasis gegen unerlaubte Zugriffe über das Computersystem geschützt werden, wodurch die Geheimhaltung verbessert wird.

Fig. 4 veranschaulicht den Betrieb bei diesem Ausführungsbeispiel in einem Krankenhausraum. Ein Arzt erstellt eine Karte 52' mit demselben Format, wie es gegenwärtig für die Diagnose verwendet wird, wobei ein Identifikationskode hinzugefügt wird. Der Arzt beschreibt die Karte auf herkömmliche Weise und gibt sie bei Abschluß der Diagnose in einen Kartenstapler 61 mit der TV-Kamera 31''. Auf diese Weise werden mehrere Karten im Kartenstapler gestapelt, sowie der Arzt die Diagnose für die Patienten abschließt. Am Ende eines Tages, wenn das Aufnehmen von Röntgenbildern mit dem digitalen Echtzeit-Radiographiesystem abgeschlossen wurde, wird die TV-Kamera 31'' durch Betätigen der Steuerkonsole aktiviert, und das Bild jeder beschriebenen Karte wird in ein digitales Bild umgewandelt und in dem in Fig. 1 dargestellten Speicher 11 gespeichert. Bei diesem Betrieb können Karten automatisch mit Hilfe einer Kartensuchführung 63 gehandhabt werden. Wenn einmal der Inhalt einer Karte in Form digitaler Daten gespeichert wurde, kann auf ihn mit Hilfe des Identifikationskodes zugegriffen werden, um ihn auf den laufenden Stand zu bringen. Die Originalkarte wird direkt nach dem Abspeichern des Bildes weggeworfen. Beim nächsten Fall einer Klinikuntersuchung eines Patienten wird dessen Identifikationskode eingegeben, um eine Kopie der letzten Karte auf dem Drucker zu erstellen, und diese wird durch den Arzt beschrieben.

Die im Untersuchungsraum 44 installierte TV-Kamera 31''' dient zum Umwandeln von Untersuchungsberichten, die in diesem Raum erstellt werden, in digitale Daten. Die Verwendung der TV-Kamera 31''' ist identisch mit dem Fall des Handhabens der Karten im Krankenhausraum, weswegen die vorige Erläuterung nicht wiederholt wird.

Die in den vorstehend genannten Bereichen des Systems behandelten Bilder werden allgemein mit Hilfe des Identifikationskodes eines Patienten zusammengefaßt, und es kann auf sie willkürlich zugegriffen werden, falls erforderlich.

Neben den Funktionen, die einem digitalen Echtzeit-Radiographiesystem eigen sind, weist das vorstehende Ausführungsbeispiel zusätzliche Wirkungsvorteile auf, da es das Gesamtmanagement der klinischen Informationsmaterialien eines einzelnen Patienten ermöglicht, zur Verringerung des Speicherraums und Vereinfachung von Sucharbeit führt. Dies erfolgt durch Hinzufügen der Funktion des Umwandeln klinischer Informationsmaterialien unterschiedlicher Eigenschaften, wie Filmaufzeichnungen von Röntgenbildern, Diagnosekarten und Untersuchungsberichten in digitale Bilder, jeweils unter Verwendung desselben Systems. Die vorliegende Erfindung weist die folgenden vorteilhaften Wirkungen auf:

- (1) Durch die Eingabe über einen einzigen Pfad mit mehreren TV-Kameras können klinische Informationsmaterialien unterschiedlicher Arten und Qualitäten als digitale Bilddaten standardisiert werden. Es können auch Daten in herkömmlicher Form in Digitaldaten gewandelt werden, wodurch wichtige Information erhalten bleiben kann, der Speicherraum für unterschiedliche Informationsmedien verringert werden kann und die Informationssucharbeit vereinfacht werden kann.
- (2) Durch die digitale Wandlung von Röntgenbildern kann der gesundheitliche Fortschritt oder die Heilung einer Krankheit quantitativ ausgedrückt werden, was quantitative Behandlung ermöglicht.
- (3) Die Möglichkeit, klinische Informationsmaterialien unterschiedlicher Arten und Qualitäten digital zu wandeln, beseitigt das Erfordernis spezieller Digitalkonverter für individuelle Materialien, und das digitale Echtzeit-Radiographiesystem erzielt bezogen auf seine Kosten einen hohen Systemwirkungsgrad.
- (4) Durch Hinzufügen des Identifikationskodes eines Patienten zu allen zusammengehörigen digitalisierten klinischen Informationsmaterialien wird das Gesamtmanagement klinischer Information für jeden Patienten möglich, was die Effektivität von Diagnosen verbessert.
- (5) Durch die Digitalwandlung klinischer Informationsmaterialien unterschiedlicher Typen kann das System an ein Netzwerk wie PACS angeschlossen werden, was einfache und direkte Kommunikation mit anderen digitalen Bildverarbeitungsgeräten ermöglicht.

Patentansprüche

1. Digitales Echtzeit-Radiographiesystem, bei dem Röntgenstrahlen von einer Röntgenquelle (2) auf ein Objekt (3) projiziert werden und die aufgrund der Durchstrahlung der Röntgenstrahlen durch das Objekt gewonnene Röntgenbildinformation digitaler Bildwandlung durch ein Röntgenstrahl-Fernseh(TV)-Kamerasystem unterzogen wird, das aus mindestens einem Röntgenbildverstärker (4), einer Kopplungsoptik (5), einer TV-Kamera (31) und einem A/D-Wandler (7, 15) besteht, und anschließend das resultierende digitale Bild verarbeitet, dargestellt und gespeichert wird, was in Echtzeit durch eine Bildverarbeitungsvorrichtung (9), eine Anzeigevorrichtung (10) und eine Speichervorrichtung (11) erfolgt, **gekennzeichnet durch**
 - eine Einrichtung zum Anschließen mindestens einer von mehreren TV-Kameras (31–31'') zwischen die TV-Kamera und den A/D-Wandler (15, 7); und
 - eine Schalteinrichtung (32, 21) zum wahlweisen Verbinden mindestens einer der mehreren TV-Kameras (31–31'') mit dem A/D-Wandler (15, 7).
2. Digitales Echtzeit-Radiographiesystem, bei dem Röntgenstrahlen von einer Röntgenquelle (2) auf ein Objekt (3) projiziert werden und die aufgrund der Durchstrahlung der Röntgenstrahlen durch das Objekt gewonnene Röntgenbildinformation digitaler Bildwandlung durch ein Röntgenstrahl-Fernseh(TV)-Kamerasystem unterzogen wird, das aus mindestens einem Röntgenbildverstärker (4), einer Kopplungsoptik (5), einer TV-Kamera (31) und einem A/D-Wandler (7, 15) besteht, und anschließend das resultierende digitale Bild verarbeitet, dargestellt und gespeichert wird, was in Echtzeit durch eine Bildverarbeitungsvorrichtung (9), eine Anzeigevorrichtung (10) und eine Speichervorrichtung (11) erfolgt, dadurch gekennzeichnet, daß die TV-Kamera Bildaufnahmeteile (36, 36', 36'', 36'''), die Eingangsbilder in elektrische Signale umwandelt, eine Steuerung (37), die den Betrieb der bildaufnehmenden Teile steuert, und eine Einrichtung (32') zum wahlweisen Verbinden eines der Bildaufnahmeteile mit der Steuerung umfaßt.
3. System nach einem der Ansprüche 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß eine der TV-Kameras (32) bzw. eines der Bildaufnahmeteile (36) zum Bildwandeln des Ausgangsbildes vom Röntgenbildverstärker (5) verwendet wird, während die verbleibenden TV-Kameras bzw. Bildaufnahmeteile zum Erfassen der Bilder neben dem Ausgangsbild vom Röntgenbildverstärker verwendet werden.
4. System nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eines der anderen Bilder ein auf einem Film aufgezeichnetes Röntgenbild ist.
5. System nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eines der anderen Bilder ein Bild ist, das durch eine elektrische Einrichtung dargestellt wird.
6. System nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eines der anderen Bilder ein anderes Bild ist als ein auf einem Film aufgezeichnetes Röntgenbild oder ein auf einer elektrischen Einrichtung dargestelltes Bild.
7. System nach einem der Ansprüche 4 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die von der TV-Kamera bzw. dem Bildaufnahmeteil ausgeführte Bildaufnahme durch eine Bildaufnahmeröhre mit einem Nichtinjektions-Photoleiter erfolgt.
8. System nach einem der Ansprüche 4 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die von der TV-Kamera bzw. dem Bildaufnahmeteil ausgeführte Bildaufnahme durch ein CCD erfolgt.
9. System nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildaufnahmeröhre ein SATICON als Nichtinjektions-Photoleiter aufweist.
10. System nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildaufnahmeröhre einen Nominaldurchmesser zwischen 10 mm und 60 mm aufweist.
11. System nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine der TV-Kameras (31') bzw. mindestens eines der Bildaufnahmeteile (26') zum Aufnehmen eines anderen Bildes als des Ausgangsbildes vom Röntgenbildverstärker (4) so angeordnet ist, daß es einer Einrichtung (24; 35) zum Beleuchten eines Films, der ein Röntgenbild trägt, gegenübersteht, wobei die TV-Kamera bzw. das Bildaufnahmeteil und eine zweite Kopplungsoptik (26; 26') verwendet werden, um das auf dem beleuchteten Film abgebildete Röntgenbild abzubilden, und daß das erzeugte Bildsignal dem A/D-Wandler (7) über die Schalteinrichtung (32, 21; 32') zugeführt wird.
12. System nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die TV-Kamera bzw. das Bildaufnahmeteil mehrere Betriebsarten aufweist, wobei mindestens eine der Betriebsarten so ausgebildet ist, daß sie ein Bild von 2000² bis 4500² Pixeln aufnimmt.
13. System nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Beleuchtungseinrichtung eine Lichtkammer (24; 35) mit einer Fluoreszenzlampe mit einer Betriebsfrequenz von 10 bis 50 kHz aufweist.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

— Leerseite —

FIG. 2

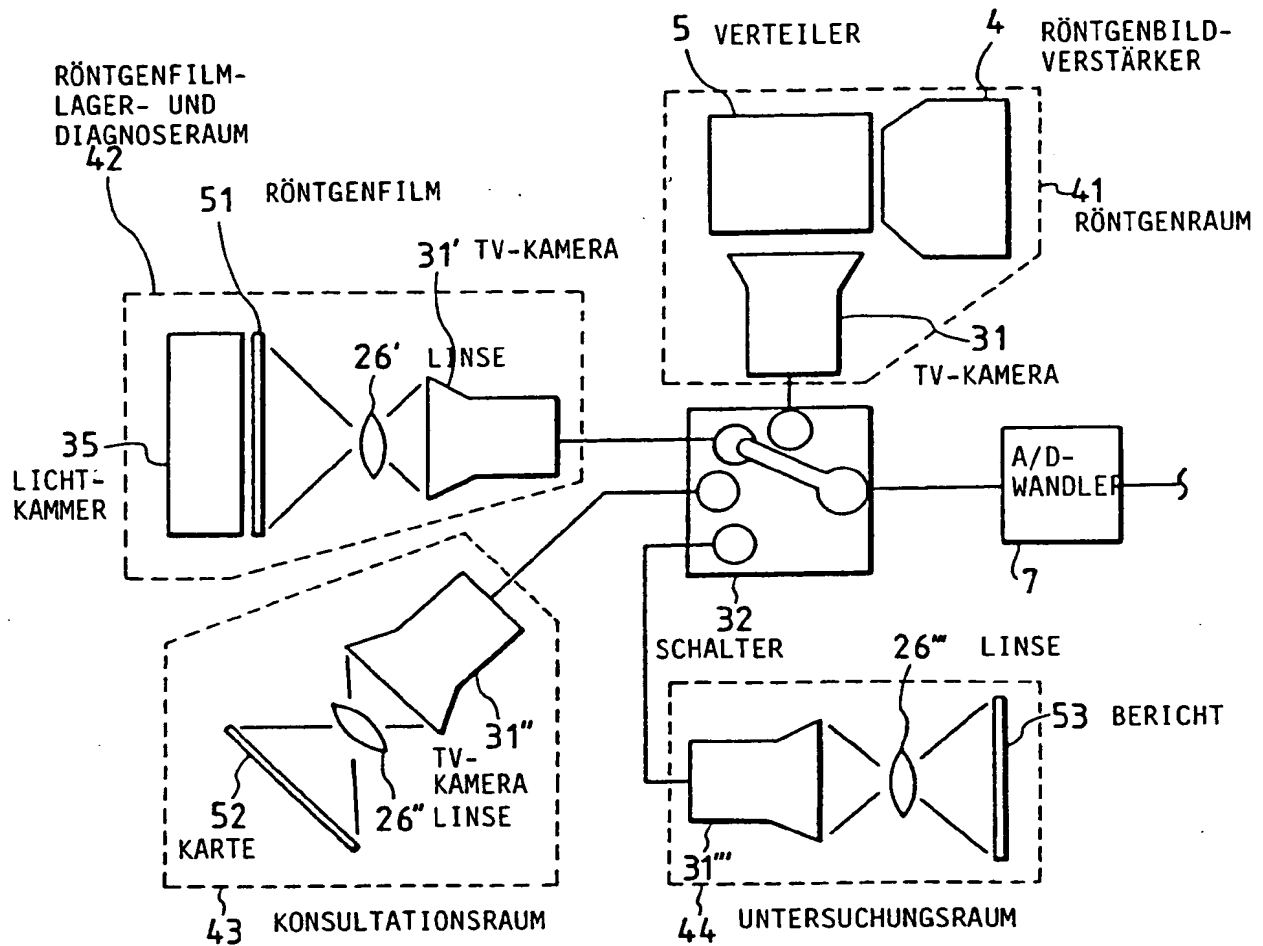


FIG. 4

